

Aus der Klinik für Allgemeine, Unfall-, und Wiederherstellungschirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Direktor: Prof. Dr. med. W. Böcker

Moderne Deformitätenchirurgie – Diagnostik, Planung und Ergebnisse

Als kumulative Habilitationsschrift
für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie
der Medizinischen Fakultät



vorgelegt von

Dr. med. Oliver Julian Fürmetz

München 2020

1. Inhalt

1. INHALT	2
2. EINLEITENDE ZUSAMMENFASSUNG	3
3. LISTE DER ZUR KUMULATIVEN HABILITATION BEITRAGENDEN PUBLIKATIONEN.....	5
4. STAND DER FORSCHUNG.....	6
4.1 ENTWICKLUNG DER DEFORMITÄTENCHIRURGIE	6
4.2 AKTUELLE BEHANDLUNGSTECHNIKEN.....	7
4.3 DIAGNOSTIK UND PLANUNG	7
4.4 NEUE ENTWICKLUNGEN UND METHODEN.....	8
5. ZIELE DER HABILITATIONSARBEIT.....	9
6. ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER PUBLIKATIONEN	10
6.1 PUBLIKATION A	10
6.2 PUBLIKATION B.....	11
6.3 PUBLIKATION C	14
6.4 PUBLIKATION D	14
6.5 PUBLIKATION E.....	16
6.6 PUBLIKATION F	17
6.7 PUBLIKATION G	19
8. AUSBLICK	21
9. LITERATURVERZEICHNIS	22
10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	27
11. DANKSAGUNG.....	29
12 VERZEICHNIS DER WISSENSCHAFTLICHEN VERÖFFENTLICHUNGEN	30

2. Einleitende Zusammenfassung

Fehlstellungen der Beinachse und Beinverkürzungen führen zu einer unphysiologischen Belastung der Gelenke und begünstigen die Entstehung von Arthrose. Erhebliche Deformitäten führen zu Schmerzen schon in jungen Jahren und damit zu einer Veränderung des Gangbildes bis hin zur körperlichen Behinderung. Als Ursachen kommen neben angeborenen Erkrankungen oder Stoffwechselstörungen, unphysiologische Belastungen der Wachstumsfugen oder Traumata in Frage.

Durch die lange Tradition der Deformitätenchirurgie an der LMU konnten an unserer Klinik vielfältige Behandlungstechniken, Implantate und Operationsinstrumente entwickelt werden, die eine präzise Deformitätenkorrektur mittels voll implantierbarer Systeme ermöglichen. Deshalb werden im ersten Teil dieser Arbeit mehrere operative Techniken zur Korrekturosteotomie mit interner Stabilisierung wie die intramedulläre (IM) Extremitätenverlängerung oder die Achskorrektur mit Hilfe von Nägeln im Detail nachuntersucht. Zudem konnten wir in mehreren Publikationen technische Details und Operationsergebnisse spezifischer Instrumente für diese Form der Deformitätenkorrektur beschreiben. Neben der Verwendung von Schrauben zur Sicherung der Korrektur sog. Pollerschrauben dienen ein Hülsensystem und eine Biegepresse zur verbesserten Genauigkeit bei der Marknagelkorrektur. Mit Patienten-spezifischen Implantaten unterschiedlicher Größe waren auch IM Korrekturen bei speziellen Indikationen möglich. Durch die Verringerung der Durchmesser bei Verlängerungsmarknägeln konnten zuletzt auch Oberarmverlängerungen durchgeführt werden (Publikationen A-E).

Der zweite Teil dieser Habilitationsarbeit beschäftigt sich mit der Weiterentwicklung präoperativer Planungsverfahren. Für die Deformitätenkorrektur ist eine präzise präoperative Planung eine wichtige Voraussetzung und oft muss während der Planungsphase die chirurgische Taktik erneut angepasst werden. Die korrekte Planung ist gerade bei internen Korrekturverfahren wie der Marknagelung entscheidend, da nicht wie bei graduellen externen Distractionen nachträgliche Veränderungen möglich sind. Bisher ist die initiale Beurteilung der knöchernen Anatomie und die Planung der operativen Therapie anhand von Röntgen-Ganzbeinaufnahmen der klinische Standard. Die Beinachsen und Gelenkwinkel sind jedoch in der Röntgenaufnahme lagerungsabhängig und bieten deshalb Raum für Fehler. Um diese zu minimieren und die Genauigkeit von Korrekturoperationen weiter zu erhöhen, haben zuletzt 3D-bildgebende Verfahren in der orthopädischen Chirurgie einen immer höheren Stellenwert

erlangt. Diese ermöglichen letztlich computergestützte Operationsverfahren wie die Robotik oder die Produktion von patienten-spezifischen Schnittblöcken. Jedoch existierte bislang kein standardisiertes und validiertes 3D-Analyseverfahren der unteren Extremität, weshalb dieses in dieser Habilitationsarbeit entwickelt wurde. Mit Hilfe spezifischer Landmarken auf und innerhalb eines 3D-Knochenmodells der unteren Extremität können Beinachsen und Gelenkwinkel lagerungsunabhängig im dreidimensionalen Raum mit geringer Intra- und Interobserver-Variabilität berechnet werden. In einem zweiten Schritt wurden zuletzt Referenzwerte für dreidimensionale Gelenkwinkel und Beinachsen an einem jungen Kollektiv beschrieben. Hierdurch sind wesentliche Voraussetzungen für eine dreidimensionale operative Planung einer Deformitätenkorrektur geschaffen worden und diese wird aktuell in weiteren Arbeiten entwickelt.

3. Liste der zur kumulativen Habilitation beitragenden Publikationen

- A) Thaller PH, Fürmetz J, Wolf F, Eilers T, Mutschler W. Limb lengthening with fully implantable magnetically actuated mechanical nails (PHENIX[®]) - preliminary results. *Injury*. 2014 Jan;45 Suppl 1:S60-5. doi: 10.1016/j.injury.2013.10.029. (IF 2014 2.137)

- B) Fürmetz J, Bösl S, Schilling J, Wolf F, Degen N, Thaller PH. Blocking screws for alignment control in intramedullary limb lengthening. *Injury*. 2017 Jul;48(7):1597-1602. doi: 10.1016/j.injury.2017.03.043. (IF 2017 1.894)

- C) Fürmetz J, Kold S, Schuster N, Wolf F, Thaller PH. Lengthening of the humerus with intramedullary lengthening nails - preliminary report. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2017 Aug;12(2):99-106. doi: 10.1007/s11751-017-0286-6. (IF 2017 1.29)

- D) Thaller PH, Fürmetz J, Degen N, Eilers T, Euler E, Wolf F. Intraoperative customization of intramedullary nails - First results. *Injury*. 2019 Aug;50 Suppl 3:11-16. doi: 10.1016/j.injury.2019.06.019. (2018 IF 1.834)

- E) Wolf F, Bösl S, Degen N, Fürmetz J, Thaller PH. Impacted Steel Sleeves for a minimally invasive approach in intramedullary nailing. *Injury*. 2019 Aug;50 Suppl 3:4-10. doi: 10.1016/j.injury.2019.07.033. (2018 IF 1.834)

- F) Fürmetz J, Sass J, Ferreira T, Jalali J, Kovacs L, Mück F, Degen N, Thaller PH. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Accuracy and reliability. *Knee*. 2019 Jan;26(1):185-193. doi: 10.1016/j.knee.2018.10.011. (IF 2018 1,762)

- G) Degen N, Sass J, Jalali J, Kovacs L, Euler E, Prall WC, Böcker W, Thaller PH, Fürmetz J. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Reference values and sex-related differences. *Knee*. 2019 Dec 2. pii: S0968-0160(19)30289-3. (2018 IF 1,762)

4. Stand der Forschung

4.1 Entwicklung der Deformitätenchirurgie

Die kontrollierte Fraktur zur Behandlung von Deformitäten ist bereits im 16. Jahrhundert erwähnt (Lobenhoffer and Van Heerwaarden, 2009). Jedoch wurden chirurgische Osteotomien erstmals Anfang des 19. Jahrhunderts durchgeführt (Barton, 2007). Zahlreiche namhafte Chirurgen wie Bernhard Heine, Bernhard von Langenbeck oder Theodor Billroth konnten die Techniken im Verlauf des 19. Jahrhunderts entscheidend weiterentwickeln (Lobenhoffer and Van Heerwaarden, 2009). Alessandro Codivilla und August de Bier machten Anfang des 20. Jahrhunderts erste Erfolge mit der kontrollierten Distraction nach chirurgischer Osteotomie, der sogenannten Kallusdistraction (Bier, 1905; Codivilla, 2008). Gavril A. Ilizarov brachte die Technik der graduellen Kallusdistraction in der zweiten Hälfte des zwanzigsten Jahrhunderts in den wissenschaftlichen und klinischen Fokus, wobei er hierfür ausschließlich eigens weiterentwickelte externe Fixateure verwendete. So konnte er mittels kontrolliertem Zug das Verfahren perfektionieren bis hin zur sicheren klinischen Anwendung (Ilizarov, 1990). Parallel hierzu wurden an der LMU voll implantierbare Implantate zur kontinuierlichen Kallusdistraction entwickelt. Witt und Jäger aus der Orthopädischen Klinik, konnten 1977 erstmals eine Kallus-Distraction über ein voll-implantierbares, elektro-motorisch angetriebenes Platten-System am Patienten durchführen (Witt and Jäger, 1977). Unter der Leitung von Professor Schweiberer wurde an der Chirurgischen Klinik der LMU ein voll-implantierbarer Marknagel, ebenfalls mit elektro-motorischem Antrieb entwickelt und 1990 publiziert (Betz et al., 1990) (Abbildung 1).

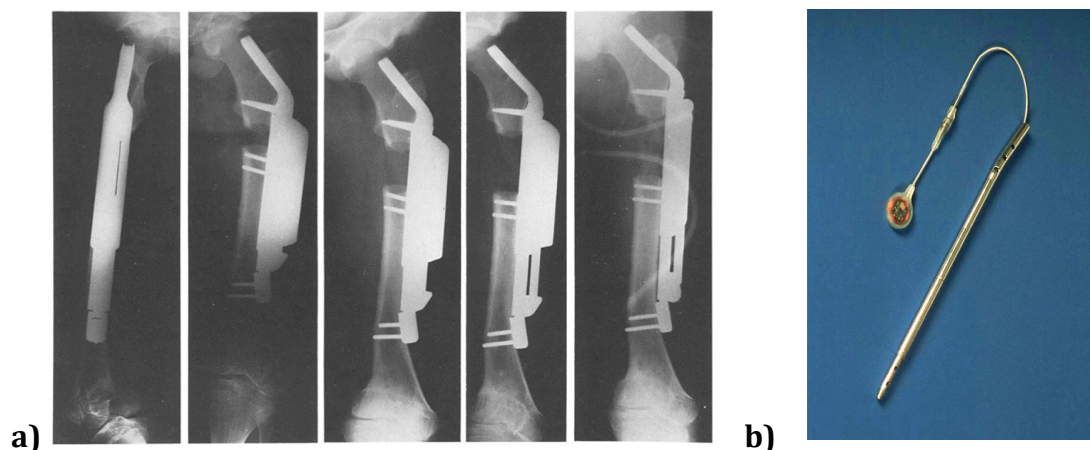


Abbildung 1: a) motorisiertes Plattensystem nach Witt und Jäger b) voll implantierbarer Verlängerungsmarknagel (Fitbone®)

4.2 Aktuelle Behandlungstechniken

Hieraus entwickelte sich der Fitbone® Marknagel, welcher immer noch in verschiedenen Ausführungen weltweit zur Anwendung kommt (Accadbled et al., 2016; Al-Sayyad, 2012; Baumgart et al., 2006; Küçükkaya et al., 2015). Neben dem elektro-motorischen Antrieb wurden in anderen Zentren auch rein mechanisch arbeitende Verlängerungsmarknägel entwickelt, wobei diese nur noch vereinzelt zur Anwendung kommen (Bliskunov, 1983; Cole et al., 2001). Zuletzt wurden magneto-mechanische Antriebssysteme intramedullärer Verlängerungsmarknägel mit dem PHENIX® und dem PRECICE® Nagel entwickelt, wobei letzterer der aktuell weltweit am häufigsten implantierte Verlängerungsmarknagel ist (Thaller et al., 2017).

Deformitäten sind jedoch meist nicht nur Längendifferenzen der Extremitäten sondern multidimensionale Veränderungen der knöchernen Geometrie, so dass häufig auch Achs- und Torsionskorrekturen notwendig sind. Mit den geeigneten Techniken können diese simultan im Rahmen der Implantation eines Verlängerungsnagels mit korrigiert werden (Publikation A-E). Dass dies bisher noch nicht der verbreitete Standard ist, zeigen Publikationen mit Verlängerungen ohne Berücksichtigung der Achse oder Torsion (Burghardt et al., 2012; Paley, 2015).

Neben der Korrektur mit Marknägeln sind die Plattenosteosynthese und der externe Fixateur wesentliche Behandlungsmethoden in der Deformitätenchirurgie. Da diese nicht wesentlicher Bestandteil der Habilitationsarbeit sind, werden diese Techniken nicht weiter erläutert.

4.3 Diagnostik und Planung

Alle Korrekturverfahren benötigen eine sorgfältige klinische und radiologische Diagnostik mit genauer Analyse der Beingeometrie und eine präoperative Planung, um mit der aufwändigen Operationsmethode ein möglichst exaktes Ergebnis zu erzielen. Bisher werden die Korrekturen vor allem in der Frontalebene anhand einer Röntgen-Ganzbeinstandaufnahme geplant (Paley, 2005). Durch weitere seitliche Röntgenaufnahmen und eine axiale Torsions-CT Messung sollen auch Fehlstellungen in den beiden anderen Ebenen erkannt werden (Paley et al., 1994; Strecker et al., 1997). Somit ist aber keine Operationsplanung in 3D am virtuellen Patientenbein möglich, sondern nur anhand von 2D Bildern. Durch Rotation oder Kniebeugung verändern sich relevante Gelenkwinkel und -achsen, weshalb die Planung anhand der Röntgen-Ganzbeinstandaufnahme fehleranfällig ist (Degen et al., 2017; Kawakami et al., 2004). Zudem addieren sich Projektionseffekte durch den divergierenden

Röntgenstrahl. Trotz der stets verbesserten radiologischen Bildtechnologie ist die Röntgen-Ganzbeinaufnahme weiterhin der klinische Standard für die präoperative Planung. Mögliche Planungsverfahren je nach Indikation sind z.B. die Miniaci-Methode, die Cora-Methode oder die Reverse Planning Method (Baumgart, 2009; Miniaci et al., 1989; Paley et al., 1994; Schröter et al., 2017). Mit Hilfe der in der Arbeitsgruppe entwickelten und verwendeten End Point First Planungsmethode können alle gängigen Korrekturverfahren vor allem aber Marknagelkorrekturen geplant werden (Kucukkaya et al., 2015; Thaller et al., 2014).

4.4 Neue Entwicklungen und Methoden

In verschiedenen Bereichen der orthopädischen Chirurgie ist die dreidimensionale Darstellung und Planung im Begriff die chirurgische Praxis zu verändern. Dreidimensionale realistische Planungen sind notwendig für Roboter assistierte Endoprothetik oder patientenspezifische Schnittblöcke.

Die bisherigen Verfahren wie die präoperative Planung anhand von Röntgen-Ganzbeinaufnahmen und die intraoperativen Kontrollverfahren beinhalten einige Variablen, sodass in zahlreichen Studien ein Korrekturergebnis einer Umstellungsosteotomie von ± 3 Grad in der Coronarebene verglichen zur präoperativen Planung als akzeptabel beschrieben wird (Van den Bempt et al., 2016). Verglichen zur Gesamtkorrektur, meist zwischen 5° und 15° , beinhaltet dieser Bereich jedoch immer noch einen relevanten Fehler. Zudem entstehen regelmäßig unbeabsichtigte Veränderungen in der Sagittal- und Axialebene, welche intraoperativ nicht oder nur sehr aufwendig kontrolliert werden können (Hinterwimmer et al., 2016; Nha et al., 2016).

Mit Robotik und patientenspezifischen Schnittblöcken werden aktuell regelmäßig deutliche Verbesserungen der Genauigkeit in der Knieprothetik und bei Korrekturosteotomien rund um das Kniegelenk erzielt (Arnal-Burró et al., 2017; Chaouche et al., 2019; Franceschi et al., 2014; Jacquet et al., 2018; Renson et al., 2014; Song et al., 2013; Victor and Premanathan, 2013). Zudem reduziert die präoperative 3D-Planung unbeabsichtigte Veränderungen des Slopes und der Rotation bei hohen Tibiaosteotomien und kann die korrekte Größe der Implantatkomponenten in der Endoprothetik sicher vorhersagen (Kim et al., 2018; Kuriyama et al., 2019; León-Muñoz et al., 2019). Der 3D-Analyse- und Planungsvorgang ist hierbei Teil des Produktes und wird von den Firmen mit angeboten. Wichtige praktische Aspekte des Analyse- und Planungsprozesses werden dem anwendenden Chirurgen aber dadurch nicht offenbart und eine wissenschaftliche Evaluierung fehlt.

5. Ziele der Habilitationsarbeit

Im Rahmen dieser Habilitationsarbeit sollen folgende Fragen in Bezug auf die aktuellen und zukünftigen Möglichkeiten in der Diagnostik, Planung und Korrektur von Deformitäten untersucht werden:

- 1.) Welche Ergebnisse können in der Deformitätenchirurgie mittels Korrekturosteotomie und Marknagelung erzielt werden?
- 2.) Sind bisherige Analyse und Planungsverfahren an Röntgen Ganzbeinaufnahmen auf 3D Knochenmodelle übertragbar?

6. Ergebnisse und Diskussion der Publikationen

6.1 Publikation A

Beinverlängerung mittels magneto-mechanischem Verlängerungsmarknagel (PHENIX®) – erste Ergebnisse

Der PHENIX® Verlängerungsmarknagel enthält einen teleskopierenden internen Antriebsmechanismus mit einem kleinen Neodym-Magneten. Über einen externen, deutlich stärkeren Magneten kann eine ausreichende Kraftübertragung auf den internen Magneten stattfinden, so dass durch kreisförmige Bewegungen gegen oder mit dem Uhrzeigersinn Verlängerung und erstmals auch Verkürzung des Marknagels möglich ist. Die Implantate wurden vom Hersteller individuell für den Patienten gefertigt. So konnten verschiedenste Durchmesser, Längen und Hubstrecken bereitgestellt werden (Abbildung 2).

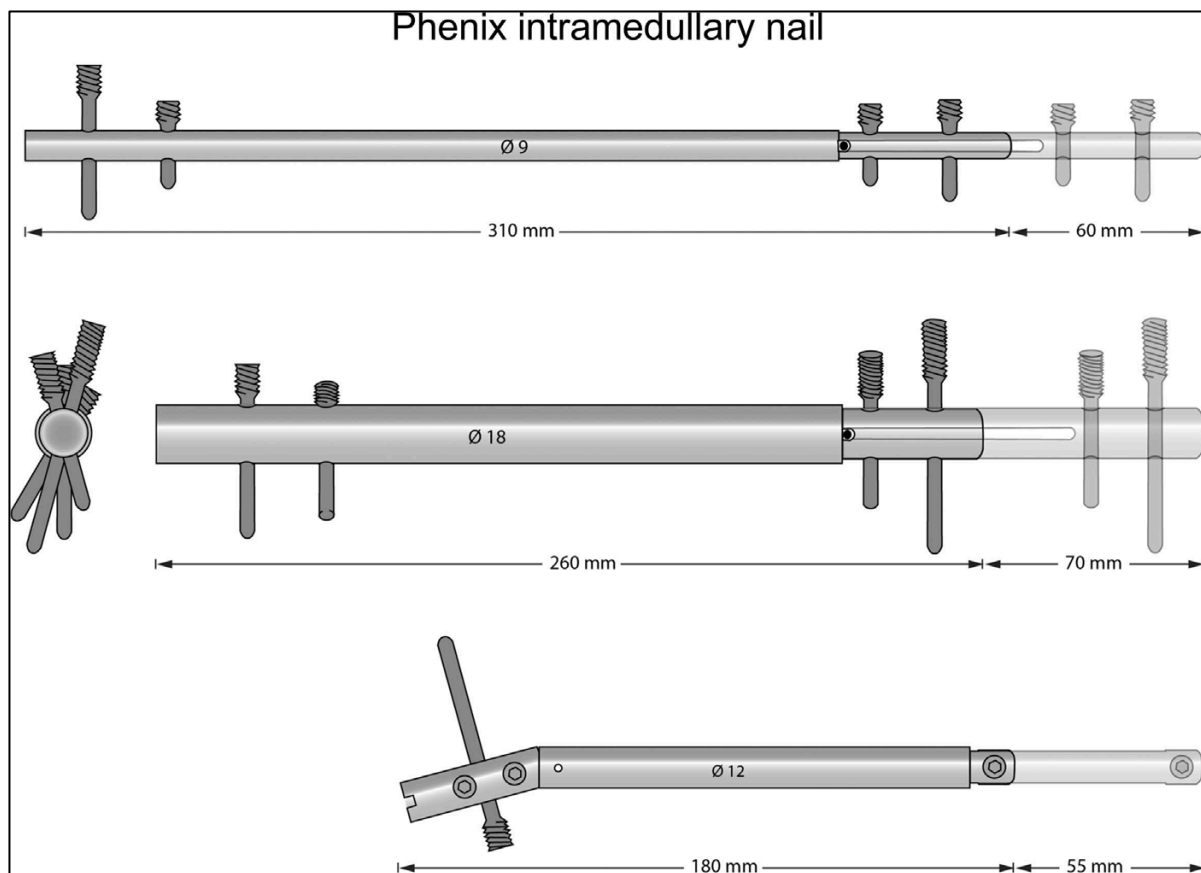


Abbildung 2: Verschiedene Durchmesser (9-18mm), Längen (180-310mm) und Hubstrecken (50-80mm) des PHENIX® Verlängerungsmarknagels

Das Indikationsspektrum erweitert sich damit für IM Systeme erheblich. Bei acht von zehn Patienten (Durchschnittsalter 25 Jahre) wurde das Verlängerungsziel erreicht. Im Mittel konnten 4,6 cm (1,3- 7,6 cm) Beinverlängerung pro Patient mit einem mittleren Distraktionsindex von 0,85 mm/d (0,6 - 1,3 mm/d) durchgeführt werden. Drei Patienten erhielten erfolgreich eine simultane Achskorrektur. Als wesentliche Problemstellung zeigte sich eine vorzeitige Konsolidierung des Regenerats bei 3 Patienten, wobei bei zwei dieser Patienten letztlich das Verlängerungsziel nicht erreicht wurde. Mögliche Gründe hierfür sind am ehesten eine zu schwache Kraftübertragung bei kleineren Marknageldurchmessern und eine vermehrte Distanz der Magneten bei entsprechendem Weichteilmantel. Weitere Komplikationen traten während des Behandlungsverlaufs nicht auf. Verglichen mit anderen intramedullären Implantatsystemen ist auch bei diesem System die Kontrolle des Verlängerungsmechanismus die entscheidende Schwachstelle, auch wenn beim PHENIX® im Gegensatz zu anderen Systemen keine unbeabsichtigte Verlängerung oder Verkürzung auftrat (Baumgart et al., 2006; Kenawey et al., 2011a, 2011b). Die Indikation zur Extremitätenverlängerung mit vollständig implantierbaren Systemen besteht vergleichsweise selten, weswegen die meisten der existierenden Studien Fallserien mit geringem Evidenzgrad sind. Trotzdem sind eine frühe und kritische Auseinandersetzung mit den Ergebnissen und der wissenschaftliche Austausch entscheidend für die weitere Verbesserung der Behandlungskonzepte. Weitere Publikationen über Beinverlängerungen mit dem PHENIX® existieren nicht, da dieser nur innerhalb einer kurzen Phase produziert wurde. Das magneto-mechanische Antriebssystem hat sich jedoch durchgesetzt und wird auch im PRECISE® Verlängerungsmarknagel, dem aktuellen Marktführer, verwendet und weiter entwickelt.

6.2 Publikation B

Pollerschrauben zur Achskontrolle bei der intramedullären Beinverlängerung

Die Pollerschraube als additive Technik bei der Marknagelung von Tibia- und Femurfrakturen wurde 1994 von Christian Krettek und Kollegen beschrieben (Krettek et al., 1994a, 1994b). Vor allem bei metaphysären Frakturen dienen diese Schrauben direkt neben dem Marknagel der zusätzlichen Stabilisierung, da hier im Bereich der Fraktur kein Kontakt zwischen Nagel und Kortikalis vorliegt und Muskelkräfte Fehlstellungen in der Frontal- und Sagittalebene bewirken können. Eine korrekte Frakturposition mit suffizienter Konsolidierung kann so erreicht werden (Krettek et al., 1999; Kulkarni et al., 2012).

Die Osteotomie in der Deformitätenchirurgie erfolgt ebenfalls häufig in der metaphysären Zone. Hier findet eine gute Regeneratbildung statt und durch den weiten Markraum sind Achskorrekturen über einen IM-Nagel möglich (Abbildung 3, 4 und 5). Vergleichbar zur Fraktursituation können hier ebenfalls Pollerschrauben für die nötige Stabilität sorgen.

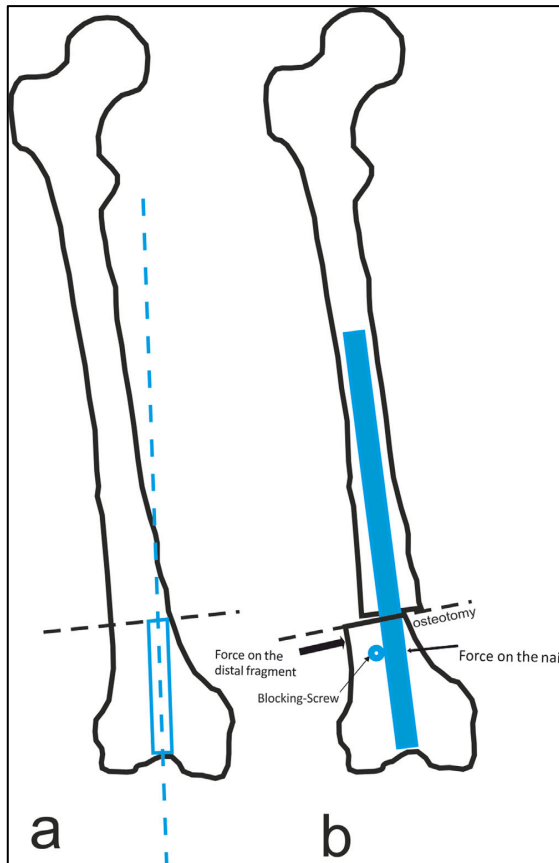


Abbildung 3: Schematische Darstellung der IM Korrektur (Varisierung) am distalen Femur; a) Richtung der Bohrung metaphysär b) ergibt spätere Position des Marknagels und hierüber Korrektur, Sicherung über Pollerschraube

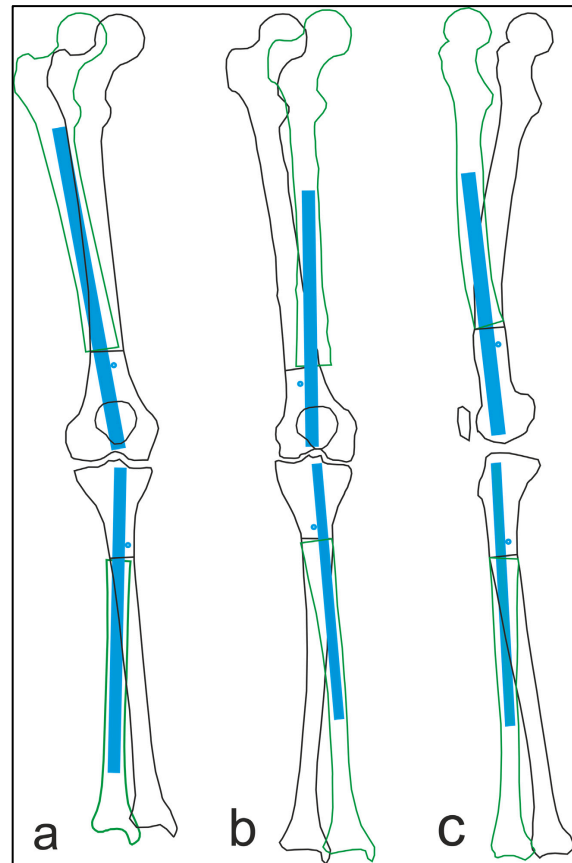


Abbildung 4: Schematische Darstellung der IM Korrektur (grün) tibialer und femoraler Deformitäten (schwarz) mittels Marknagel (blau), dies wird insbesondere durch die Richtung des Aufbohrens mit starren Bohrern im metaphysären Teil erreicht a) Marknagel zur lateralen Kortikalis = Valgisierung, b) zur medialen Kortikalis = Varisierung, c) zur ventralen Kortikalis = Rekurvatur Die Pollerschraube wird stets an der konkaven Seite der Deformität platziert um ein Zurückweichen der Fragmente zu verhindern.

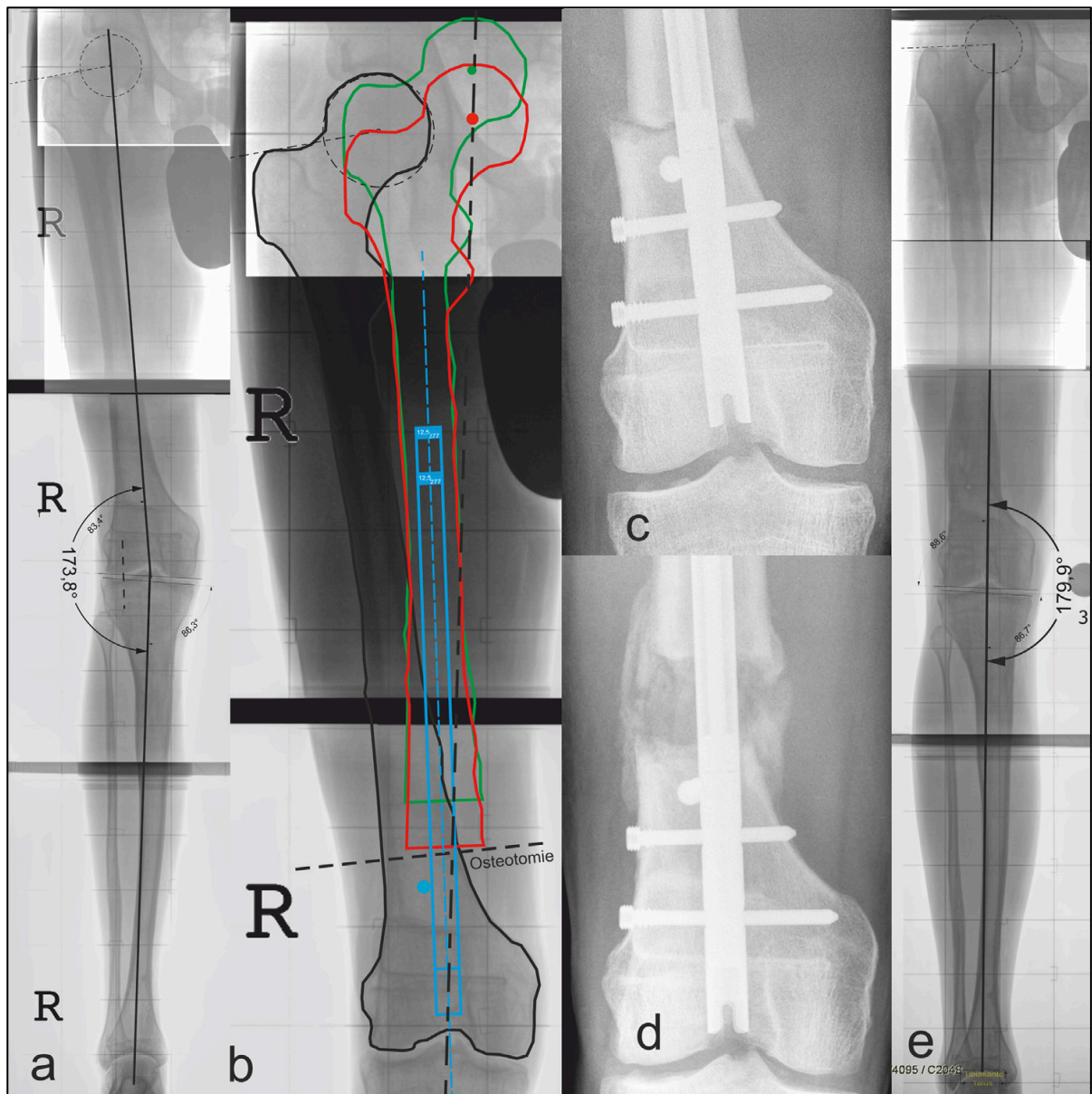


Abbildung 5: a) Klinisches Beispiel mit femoral bedingter Beinverkürzung rechts und valgischer Achsabweichung, b) Detailausschnitt der Korrekturplanung an der LAIS, c) postoperatives Röntgenbild mit retrogradem Verlängerungsmarknagel und Pollerschraube nahe der Osteotomie, d) Kallusdistraction während der Verlängerungsphase, e) abschließende LAIS nach Implantatentfernung mit korrigierter Beinlänge und Beinachse

Von 2009 bis 2011 wurden 31 intramedulläre Beinverlängerungen mit einem mechanischen Distraktionsnagel (ISKD[®] Fa. Orthofix) an unserer Klinik durchgeführt (19 femoral, 12 tibial). 15 Patienten erhielten zur Stabilisierung Pollerschrauben aufgrund der größeren Korrektur in der Coronarebene (Achskorrektur im Mittel 3,2° vs. 1,7°; $p < 0,05$). Die finale Abweichung verglichen

zur präoperativen Planung betrug $1,7^\circ$ ($1,5^\circ$ bei Pollerschraube, $1,9^\circ$ ohne Pollerschraube). 73% der Patienten waren in einem Zielbereich von $\pm 1,5^\circ$ und 87% innerhalb eines Korridors von $\pm 3^\circ$ Abweichung zur Korrektur in der Coronarebene. Verglichen zu Arbeiten zur Korrekturosteotomie mit alleiniger Achskorrektur in der Coronarebene (z.B. open wedge high tibial osteotomy HTO) sind diese Ergebnisse als sehr gut zu bewerten (Gebhard et al., 2011; Saragaglia and Chedal-Bornu, 2014; Schröter et al., 2016). Mit der Pollerschraube sind auch größere Achskorrekturen präzise bei einer intramedullären Beinverlängerung durchzuführen, ohne wesentlichen sekundären Korrekturverlust.

6.3 Publikation C

Verlängerung des Humerus mittels intramedullären Nägeln – erste Ergebnisse

In dieser Publikation wurden die ersten Ergebnisse von vier intramedullären Oberarmverlängerungen im Detail aufgearbeitet. Nur ein Patient konnte die komplette Länge (retrograder Nagel) erreichen. Es wurden im Mittel 55 mm (40 bis 65 mm) mit einem Distraktionsindex von 0,72 mm/d verlängert. Hauptproblem der drei antegraden Verlängerungen war eine zunehmende Einschränkung der Schulter- und Ellenbogenbeweglichkeit. Deshalb musste bei zwei Patienten 5mm vor Distraktionsende und bei einem Patienten 1cm vor Distraktionsende die Verlängerung beendet werden. Mit den neueren intramedullären Marknägeln mit geringem Durchmesser ist eine Verlängerung am Humerus möglich, jedoch ist die Beweglichkeit der angrenzenden Gelenke der begrenzende Faktor. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig, ob ggf. eine proximalere Osteotomie (bei retrogradem Marknagel möglich) oder intensive Physiotherapie die Bewegungseinschränkungen verhindern können. Zu berücksichtigen ist auch, dass diese Einschränkungen erst nach einer Verlängerungsstrecke von 4 cm auftraten. Vor dieser Veröffentlichung waren nur zwei weitere Fälle einer intramedullären Humerusverlängerung weltweit beschrieben.

6.4 Publikation D

Intraoperative Anpassung intramedullärer Nägel – Erste Ergebnisse

Achskorrekturen ohne Verlängerung werden meist durch Osteotomie und Plattenosteosynthese durchgeführt. Diese Technik kommt jedoch bei multidimensionalen Deformitäten an ihre Grenzen.

Die IM Marknagelung als zweite Form der internen Stabilisierung bietet hier weitere Möglichkeiten, z.B. bei zusätzlich zu korrigierenden Torsionsabweichungen. Strecker et al. veröffentlichten 2001 erste wichtige technische Tricks für eine Korrektur des distalen Femurs mit retrogradem Nagel (Strecker et al., 2001). 2014 beschrieben Kim et al. die IM Technik zur Korrektur von Varus- oder Valgusdeformitäten an der Tibia (Kim et al., 2014). Der Hauptnachteil hierbei ist die anspruchsvolle chirurgische Technik aufgrund des minimal-invasiven Zugangs, der keine direkte visuelle Kontrolle der Osteotomie erlaubt. Außerdem kann die Krümmung des Markraums Probleme bei der Insertion bereiten. Mit der intraoperativen Biegung der Nägel können weitere Feinkorrekturen der Achse intraoperativ erfolgen und der Nagel der Krümmung der Markhöhle im diaphysären Bereich angepasst werden (Abbildung 6). Diese hilfreiche Technik wurde allerdings bisher nicht beschrieben oder nachuntersucht.

Die vorliegende Studie gibt einen detaillierten Überblick über die Methode mit besonderem Augenmerk auf die klinischen und radiologischen Ergebnisse der Technik.

In 41 Fällen mit Marknagelkorrektur bei 38 Patienten wurde intraoperativ eine sterile Biegepressung zur Konfektionierung der Nägel vorgenommen. Das Patientenalter lag zwischen 13 und 64 Jahren. 14 femorale und 27 tibiale Eingriffe wurden durchgeführt, wobei 23 Varisierungen und 17 Valgisierungen erfolgten. Zudem wurde in der Sagittalebene bei 7 Korrekturen mehr Antekurvatur und bei 6 Fällen mehr Retrokurvatur eingebaut. Die Torsion wurde bei 16 Fällen zusätzlich korrigiert. Bei 31 abgeschlossenen Fällen konnte die präoperative Planung mit dem letztlichen Ergebnis anhand der LSR verglichen werden. Der Durchmesser der Nägel reichte von 8,5 mm bis 13 mm. Das Ausmaß der intraoperativen Biegung der Nägel betrug 1° bis 12°. Mit Hilfe dieser Technik konnte ein hohes Maß an Genauigkeit der Achskorrektur erreicht werden, denn die mittlere postoperative Achsabweichung der mechanischen Beinachse verglichen zur präoperativen Planung betrug nur 3,5 mm (0 bis 17 mm). 26 Patienten zeigten eine Abweichung des Zielgelenkwinkels von weniger als $\pm 1,5^\circ$ und 5 Patienten weniger als $\pm 3^\circ$.

Alle entfernten Implantate wurden untersucht und keines von ihnen zeigte Anzeichen einer Materialermüdung. Bei einem Patienten mit eingeschränkter Knochenqualität aufgrund einer Poliomyelitis Erkrankung verursachte die Implantatentfernung einen kortikalen Riss. Weitere Komplikationen ergaben sich nicht und bei allen Patienten kam es zu einer schnellen Knochenheilung.

Berichte über die Genauigkeit reiner Achskorrekturen mittels Marknagel existierten bisher nicht. Verglichen zu anderen Arbeiten zur Korrektur mit Plattenosteosynthese ist die

Genauigkeit mit allen Korrekturen innerhalb $\pm 3^\circ$ als sehr gut zu bewerten (Brouwer et al., 2006; Duivenvoorden et al., 2014; Iorio et al., 2013; Schröter et al., 2016).

Das Biegen von Marknägeln scheint ein sicheres Verfahren zu sein, um die Genauigkeit der IM-Korrekturen zu erhöhen. Wenn die Möglichkeiten der intraoperativen Biegung der Marknägel mit in die Planung einbezogen werden, erhöht sich zudem das Indikationsspektrum für eine IM-Korrektur.

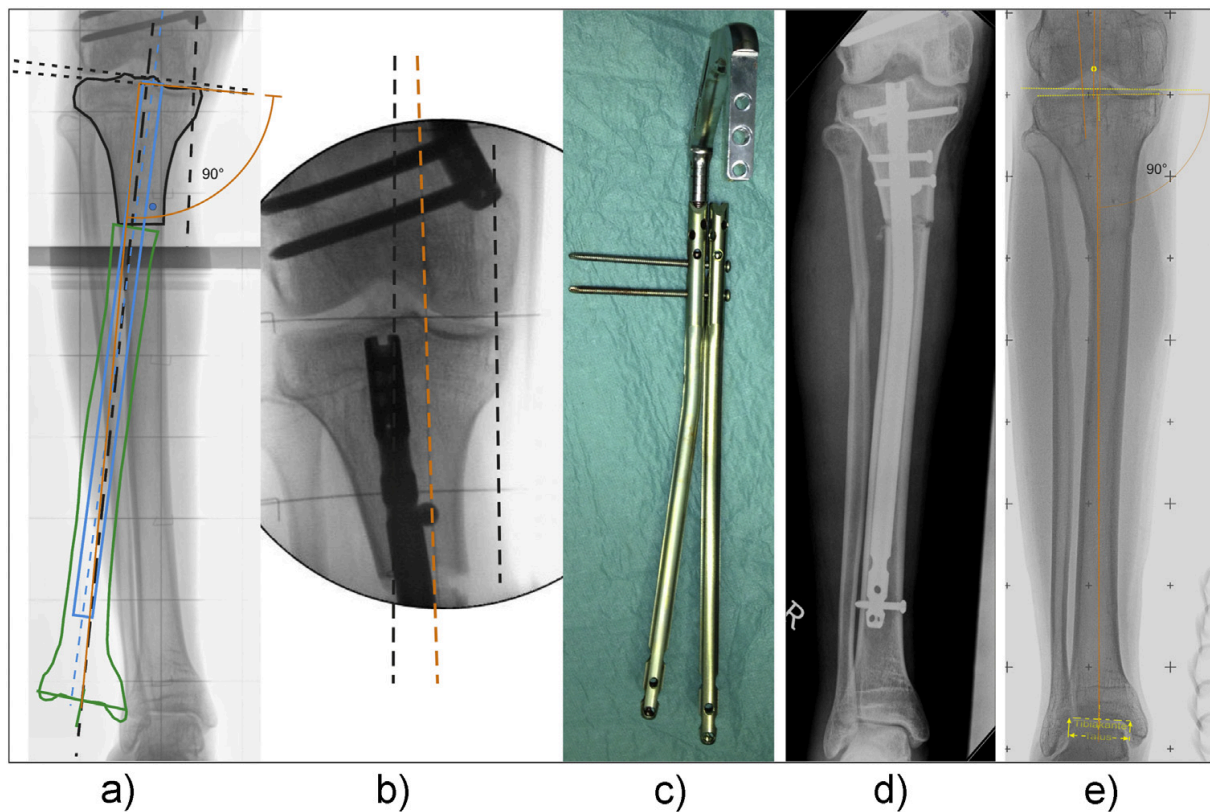


Abbildung 6: a) End Point First (EPF) Planungsmethode zur Korrektur einer varischen Tibia mittels hoher tibialer Osteotomie und IM Nagelung b) Planfeldmethode zur intraoperativen Achskontrolle (gestrichelte orange Linie zeigt einen Restvarus) c) deswegen intraoperative Biegung des Nagels zur Verbesserung der Korrektur d) postoperatives Röntgenbild e) regelrechtes Alignment nach Korrektur und Nagelentfernung (medialer proximaler Tibiawinkel 90°)

6.5 Publikation E

Minimalinvasiver Zugang mit Hülsensystem zur intramedullären Marknagelung

Mit Hilfe des Hülsensystems kann ein sicherer Zugang zur proximalen Tibia und zum distalen Femur geschaffen werden (Abbildung 7). Bohrmehl und Debris kommt bei der Markraumkonfektionierung so nicht in das Kniegelenk. Wesentlich für die Korrekturosteotomie ist jedoch, dass mit der eingeschlagenen Hülse die Bohrrichtung mit starren Markraumbohrern genau gesteuert werden kann und so die zukünftige Marknagelbahn definiert wird. Die

Marknagelposition im metaphysären Bereich definiert vorwiegend die Achskorrektur nach der Korrekturosteotomie (siehe Abb. 3 und 4). Bei insgesamt 145 Eingriffen wurde das Hülsensystem zwischen 2009 und 2015 erfolgreich angewendet. In keinem der Fälle kam es hierdurch zu relevanten Komplikationen, lediglich beim Einschlagen der Hülse kann es zu geringen Verformungen kommen, so dass die Hülse in der Folge ausgetauscht werden muss.

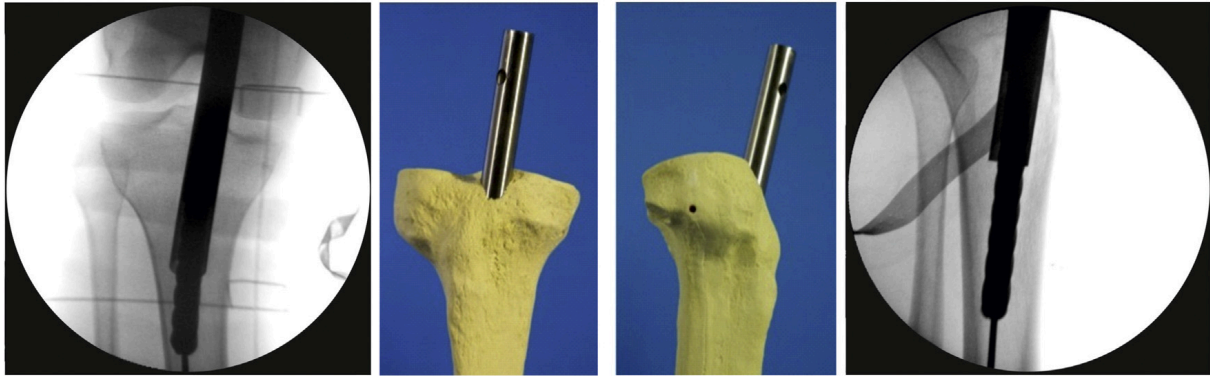


Abbildung 7: Exzentrischer Eintrittspunkt und schräge metaphysäre Marknagelbahn zur Korrektur einer Varusdeformität und Schutz des anterioren Kortex durch die eingeschlagene Stahlhülse - intraoperative fluoroskopische Bilder und Beispiel an einem Tibiamodell

6.6 Publikation F

Dreidimensionale Analyse der Beingeometrie

Patientenspezifische Schnittblöcke zur Korrekturosteotomie, individualisierte Knieprothesen und auch Roboter unterstützte Knieprothesen benötigen eine 3D-Analyse der Beingeometrie ähnlich dem von Paley und Tetsworth beschriebenen Malalignment-Test anhand von 2D LSR (Paley and Tetsworth, 1992). Bisher sind diese Verfahren jedoch nicht frei zugänglich und geistiges Eigentum der vertreibenden Firmen. Im Gegensatz zum 2D Planungsverfahren wird die 3D Planung nicht vom behandelnden Chirurgen durchgeführt. Aufgrund der komplexen Anatomie von 3D-Knochenmodellen wird ein standardisiertes Verfahren benötigt, das einfach und zuverlässig für den täglichen klinischen Gebrauch des Anwenders ist. Alle Ebenen möglicher Deformitäten (coronar, sagittal und axial) müssen in die 3D-Analyse der Anatomie der unteren Extremitäten einbezogen werden.

In dieser Arbeit soll diese Lücke geschlossen und ein frei zugängliches standardisiertes Verfahren für die Vermessung der unteren Extremitäten an 3D-Knochenmodellen entwickelt werden. Bisherige Arbeiten zur 3D-Anatomie und die Kenntnisse aus der jahrzehntelangen 2D-Analyse wurden zusammengeführt, um zunächst relevante knöcherne Landmarken mit den sich daraus ergebenden Achsen und Winkeln zu definieren (Paley and Tetsworth, 1992; Subburaj et al., 2010;

Jan Victor et al., 2009; J. Victor et al., 2009; Zheng and Li, 2015). Durch Mehrfachmessungen mehrerer Untersucher konnte die Inter- und Intraobserver-Variabilität bestimmt werden. Letztlich wurden drei Beinpaare von drei Untersuchern zu drei Messzeitpunkten mit mindestens einwöchigem Abstand vermessen, so dass insgesamt 54 Datensätze erzeugt wurden. Die CT-Daten (1,25mm-Schichtung) der unteren Extremitäten wurden zunächst segmentiert (Mimics 14.0 Materialize, Leuven, Belgium) und dann in der Software Geomagic Studio 2014 (3D Systems, Morrisville, NC, USA) bearbeitet (Abbildung 8).



Abbildung 8: Transparentes 3D Knochenmodell mit relevanten knöchernen Landmarken und mechanischen Achsen, linke Ansicht anteroposterior, rechts sagittale Ansicht

Die mittleren Abweichungen aller Landmarken vom Mittelwert betrugen weniger als 5 mm und die mittlere Intraobserver-Variabilität reichte von 0,6-4,6 mm. Die Interobserver-Variabilität lag in einem ähnlichen Bereich zwischen 0,8-4,2 mm (Abbildung 9). Die daraus resultierenden Gelenkwinkel zeigten vor allem um das Kniegelenk (MPTA und mLDFA) eine hohe Übereinstimmung (ICC 0,98 und 0,99).

Bisher gibt es noch keine allgemein akzeptierten Landmarken in 3D. Die vorgestellten Punkte waren in dieser Studie robust in der Mehrfachtestung und dienen der Erstellung von klinisch relevanten Winkeln und Achsen. Durch automatisierte Punkterkennung und Erweiterung des Verfahrens auf die patellofemorale Anatomie kann ggf. die Genauigkeit verbessert und das Anwendungsspektrum erweitert werden.

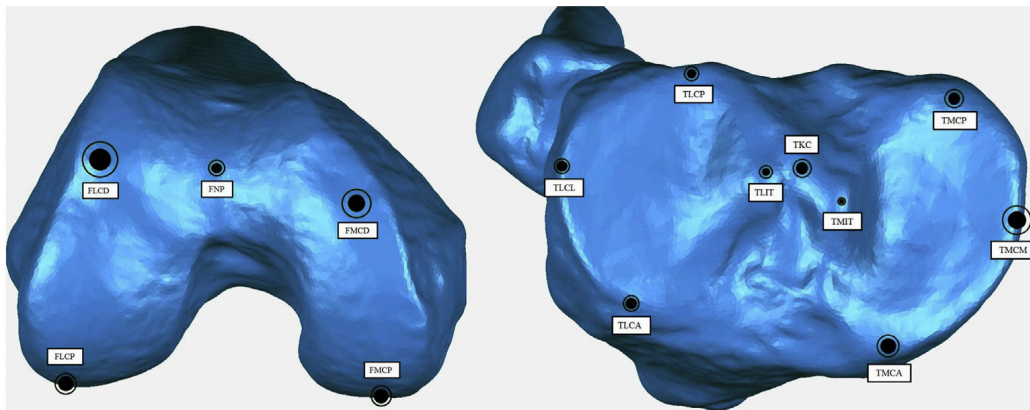


Abbildung 9: Knöcherne Orientierungspunkte des distalen Femurs (Ansicht von kaudal nach kranial, links) und der proximalen Tibia (Ansicht von kranial nach kaudal, rechts) auf dem 3D-Modell. Schwarze Bereiche zeigen die mittlere Abweichung und die dünnen schwarzen Kreise die mittlere Abweichung plus 1 Standardabweichung.

6.7 Publikation G

Dreidimensionale Analyse der Beingeometrie – Referenzwerte und Geschlechterunterschiede

Die dreidimensionale Darstellung, Analyse und Planung erhält zunehmend Einzug in die orthopädische Chirurgie. Für die präoperative 3D-Planung notwendige Referenzbereiche der Beingeometrie in 3D sind aber noch nicht etabliert.

Deshalb wurden in dieser Arbeit 60 3D-Knochenmodelle der unteren Extremität basierend auf CT-Daten eines jungen Kollektivs analysiert. Mit dem in der Publikation F beschriebenen 3D-Analyseverfahren wurden fünfzehn Parameter pro Bein bestimmt (Abbildung 10).

Referenzwerte wurden durch Addieren/Subtrahieren einer Standardabweichung vom Mittelwert generiert und Unterschiede zwischen den Geschlechtern bestimmt.

Frauen hatten einen signifikant niedrigeren mLDFA ($86,4 \pm 2,1^\circ$ vs. $87,8 \pm 2,0^\circ$; $p < 0,05$) und signifikant niedrigerer Mittelwert im JLCA ($-2,5 \pm 1,4^\circ$ vs. $-1,3 \pm 1,2^\circ$; $p < 0,01$), aber höherer Werte im HKA ($178,9 \pm 1,9^\circ$ vs. $177,8 \pm 2,3^\circ$; $p < 0,05$) und der femoralen Torsion ($18,2 \pm 9,5^\circ$ vs. $13,2 \pm 6,4^\circ$; $p < 0,05$). Dies spiegelt eine Tendenz zu mehr Valgus bei Frauen und mehr Varus bei

Männern wider. Allerdings waren die Unterschiede im MPTA nicht signifikant. Die mittlere Achsabweichung vom tibialen Kniegelenkszentrum betrug $6,9 \pm 7,3$ mm medial und $1,4 \pm 16,1$ mm ventral ohne signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern (Abbildung 11).

Die hier erhobenen Werte können als Referenzbereiche in der 3D präoperativen Planung eine Orientierungshilfe geben und zeigen, dass geschlechtsspezifische Unterschiede bei der Analyse und chirurgischen Planung berücksichtigt werden sollten.

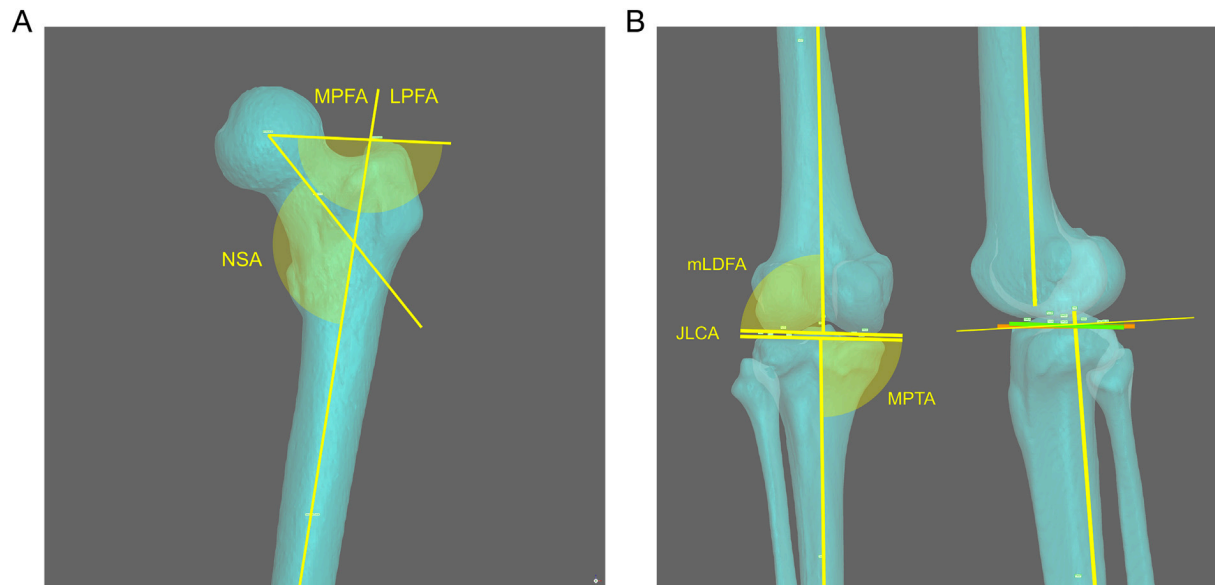


Abbildung 10: A) Frontalansicht 3D-Modell mit Winkel am proximalen Femur (Neck-Shaft-Angle NSA, medialer proximaler Femurwinkel MPFA, lateraler proximaler Femurwinkel LPFA) B) Frontal- und Sagittalansicht mit mechanischer Femur- und Tibiaachse und Gelenkwinkel (mechanischer distaler Femurwinkel mLDFA, mechanischer proximaler Tibiawinkel MPTA, joint line convergence angle JLCA)

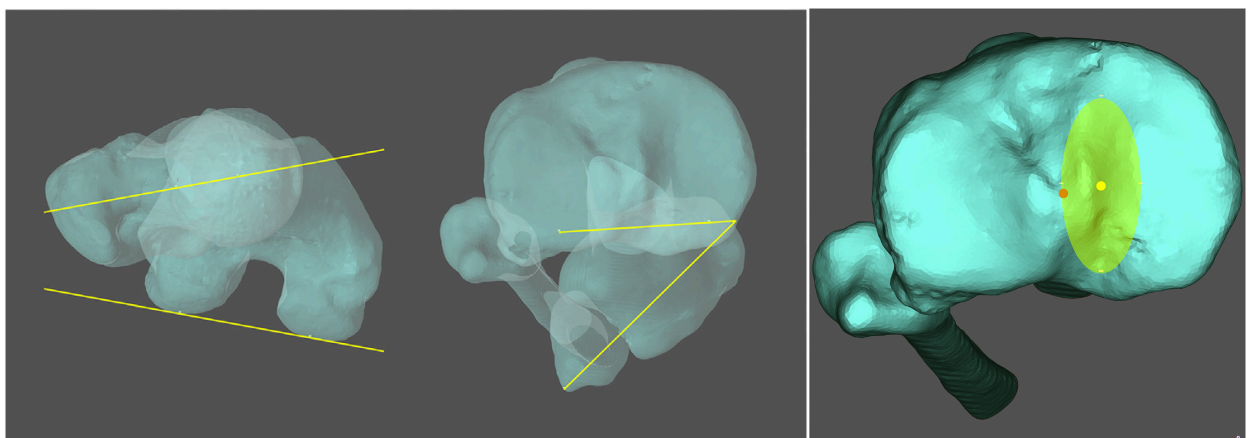


Abbildung 11: Transparente Darstellung 3D-Modelle Femur und Tibia mit Torsionsbestimmung (links), durchschnittlicher Verlauf mechanische Beinachse in Höhe des Tibiaplateaus (rechts)

8. Ausblick

In unserer Arbeitsgruppe wurde die präoperative Planungsmethode „End Point First“ anhand von Röntgenganzbeinaufnahmen entwickelt. Diese Methode lässt die Planung von Deformitäten im Bereich von Femur und Tibia mit allen bisher verfügbaren Implantaten zu. Eine Publikation mit detaillierter Beschreibung der Methode in 2D und Darstellung der Grenzen der unterschiedlichen operativen Korrekturverfahren wird aktuell erstellt. Zudem soll dieses Verfahren zukünftig auf 3D Knochenmodelle übertragen werden.

Durch die Analyse und Planung in 3D lassen sich verschiedenste operativer Eingriffe simulieren. Eine erste Arbeit zu Anatomieveränderungen bei der proximalen Tibiaosteotomie HTO zeigt unbeabsichtigte Veränderungen im Slope und der Torsion abhängig von der Schnittführung (Publikation eingereicht).

Das aktuelle 3D-Analyseverfahren wurde zudem auf die patellofemorale Anatomie (15 zusätzliche Landmarken) erweitert. Hierdurch können Patienten mit patellofemoraler Beschwerdesymptomatik analysiert und Auswirkungen einer Korrekturosteotomie auf die patellofemorale Anatomie simuliert in 3D werden. Die ersten Ergebnisse der Validierung werden aktuell ausgewertet.

Die Planung einer HTO in 3D konnte mittels 3D gedruckter Schnittschablonen bereits am Kunstknochen umgesetzt werden und weitere Testreihen am humanen Präparat sind in Vorbereitung.

Auch andere Arbeitsgruppen arbeiten intensiv an der 3D Analyse, Planung und Umsetzung und dies scheint die Korrekturosteotomie in den nächsten Jahren entscheidend zu verändern. Zahlreiche Fragen entstehen durch die neue Methodik und allgemein gültige Standards müssen im wissenschaftlichen Austausch entwickelt werden. Mit Hilfe computergestützter Automatisierung erscheint der Eingang in die tägliche klinische Praxis zeitnah möglich.

9. Literaturverzeichnis

- Accadbled, F., Pailhé, R., Cavaignac, E., Sales de Gauzy, J., 2016. Bone lengthening using the Fitbone® motorized intramedullary nail: The first experience in France. *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR* 102, 217–222. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.10.011>
- Al-Sayyad, M.J., 2012. Lower limb lengthening and deformity correction using the Fitbone motorized nail system in the adolescent patient. *J. Pediatr. Orthop. Part B* 21, 131–136. <https://doi.org/10.1097/BPB.0b013e32834b34b4>
- Arnal-Burró, J., Pérez-Mañanes, R., Gallo-Del-Valle, E., Igualada-Blazquez, C., Cuervas-Mons, M., Vaquero-Martín, J., 2017. Three dimensional-printed patient-specific cutting guides for femoral varization osteotomy: Do it yourself. *The Knee* 24, 1359–1368. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.04.016>
- Barton, J.R., 2007. On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. 1827. *Clin. Orthop.* 456, 9–14. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31803254fd>
- Baumgart, R., 2009. The Reverse Planning Method for Lengthening of the Lower Limb Using a Straight Intramedullary Nail with or without Deformity Correction. *Oper. Orthop. Traumatol.* 21, 221–233. <https://doi.org/10.1007/s00064-009-1709-4>
- Baumgart, R., Thaller, P., Hinterwimmer, S., Krammer, M., Hierl, T., Mutschler, W., 2006. A Fully Implantable, Programmable Distraction Nail (Fitbone) — New Perspectives for Corrective and Reconstructive Limb Surgery, in: Leung, K.-S., Taglang, G., Schnettler, R., Alt, V., Haarman, H.J.T.M., Seidel, H., Kempf, I. (Eds.), *Practice of Intramedullary Locked Nails: New Developments in Techniques and Applications*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 189–198. https://doi.org/10.1007/3-540-32345-7_19
- Betz, A., Baumgart, R., Schweiberer, L., 1990. [First fully implantable intramedullary system for callus distraction--intramedullary nail with programmable drive for leg lengthening and segment displacement. Principles and initial clinical results]. *Chir. Z. Für Alle Geb. Oper. Medizin* 61, 605–609.
- Bier, A., 1905. The importance of the hematoma for the healing of bone fracture. Healing of nonunion and delayed callus formation by blood injection. [Die Bedeutung des Blutergusses für die Heilung des Knochenbruchs. Heilung von Pseudarthrosen und von verspäteter Callusbildung durch Bluteinspritzung]. *Med. Klinik* 6–7.
- Brouwer, R.W., Bierma-Zeinstra, S.M.A., van Raaij, T.M., Verhaar, J. a. N., 2006. Osteotomy for medial compartment arthritis of the knee using a closing wedge or an opening wedge controlled by a Puddu plate. A one-year randomised, controlled study. *J. Bone Joint Surg. Br.* 88, 1454–1459. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B11.17743>
- Burghardt, R.D., Paley, D., Specht, S.C., Herzenberg, J.E., 2012. The effect on mechanical axis deviation of femoral lengthening with an intramedullary telescopic nail. *J. Bone Joint Surg. Br.* 94, 1241–1245.

- Chaouche, S., Jacquet, C., Fabre-Aubrespy, M., Sharma, A., Argenson, J.-N., Parratte, S., Ollivier, M., 2019. Patient-specific cutting guides for open-wedge high tibial osteotomy: safety and accuracy analysis of a hundred patients continuous cohort. *Int. Orthop.* 43, 2757–2765. <https://doi.org/10.1007/s00264-019-04372-4>
- Codivilla, A., 2008. The Classic: On the Means of Lengthening, in the Lower Limbs, the Muscles and Tissues Which are Shortened Through Deformity. *Clin. Orthop.* 466, 2903–2909. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0518-7>
- Degen, N., Fürmetz, J., Wolf, F., Euler, E., Thaller, P., 2017. Medial Proximal Femoral Angle better than Neck-Shaft Angle? Influence of Rotation on the Anteroposterior Radiograph. *J. Hip Surg.* 01, 146–151. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1607978>
- Duivenvoorden, T., Brouwer, R.W., Baan, A., Bos, P.K., Reijman, M., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Verhaar, J. a. N., 2014. Comparison of closing-wedge and opening-wedge high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis of the knee: a randomized controlled trial with a six-year follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 96, 1425–1432. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.00786>
- Franceschi, J.-P., Sbihi, A., Computer Assisted Orthopedic Surgery - France (CAOS - France), 2014. 3D templating and patient-specific cutting guides (Knee-Plan) in total knee arthroplasty: postoperative CT-based assessment of implant positioning. *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR* 100, S281-286. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.04.003>
- Gebhard, F., Krettek, C., Hüfner, T., Grützner, P.A., Stöckle, U., Imhoff, A.B., Lorenz, S., Ljungqvist, J., Keppler, P., 2011. Reliability of computer-assisted surgery as an intraoperative ruler in navigated high tibial osteotomy. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 131, 297–302. <https://doi.org/10.1007/s00402-010-1145-9>
- Hinterwimmer, S., Feucht, M.J., Paul, J., Kirchhoff, C., Sauerschnig, M., Imhoff, A.B., Beitzel, K., 2016. Analysis of the effects of high tibial osteotomy on tibial rotation. *Int. Orthop.* 40, 1849–1854. <https://doi.org/10.1007/s00264-015-3100-4>
- Ilizarov, G.A., 1990. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. *Clin. Orthop.* 8–26.
- Iorio, R., Pagnottelli, M., Vadalà, A., Giannetti, S., Di Sette, P., Papandrea, P., Conteduca, F., Ferretti, A., 2013. Open-wedge high tibial osteotomy: comparison between manual and computer-assisted techniques. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 21, 113–119. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1785-5>
- Jacquet, C., Chan-Yu-Kin, J., Sharma, A., Argenson, J.-N., Parratte, S., Ollivier, M., 2018. "More accurate correction using "patient-specific" cutting guides in opening wedge distal femur varization osteotomies. *Int. Orthop.* <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4207-1>
- Kawakami, H., Sugano, N., Yonenobu, K., Yoshikawa, H., Ochi, T., Hattori, A., Suzuki, N., 2004. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 22, 1248–1253. <https://doi.org/10.1016/j.jorthres.2004.03.016>
- Kenawey, M., Krettek, C., Liodakis, E., Meller, R., Hankemeier, S., 2011a. Insufficient bone regenerate after intramedullary femoral lengthening: risk factors and classification system. *Clin. Orthop.* 469, 264–273. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1332-6>

- Kenawey, M., Krettek, C., Liodakis, E., Wiebking, U., Hankemeier, S., 2011b. Leg lengthening using intramedullary skeletal kinetic distractor: results of 57 consecutive applications. *Injury* 42, 150–155. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2010.06.016>
- Kim, H.-J., Park, J., Park, K.-H., Park, I.-H., Jang, J.-A., Shin, J.-Y., Kyung, H.-S., 2018. Evaluation of Accuracy of a Three-Dimensional Printed Model in Open-Wedge High Tibial Osteotomy. *J. Knee Surg.* <https://doi.org/10.1055/s-0038-1669901>
- Kim, K.-I., Thaller, P.H., Ramteke, A., Lee, S.H., Lee, S.-H., 2014. Corrective tibial osteotomy in young adults using an intramedullary nail. *Knee Surg. Relat. Res.* 26, 88–96. <https://doi.org/10.5792/ksrr.2014.26.2.88>
- Krettek, C., Schandelmaier, P., Rudolf, J., Tscherne, H., 1994a. Current status of surgical technique for unreamed nailing of tibial shaft fractures with the UTN (unreamed tibia nail). *Unfallchirurg* 97, 575–599.
- Krettek, C., Schulte-Eistrup, S., Schandelmaier, P., Rudolf, J., Tscherne, H., 1994b. Osteosynthesis of femur shaft fractures with the unreamed AO-femur nail. Surgical technique and initial clinical results standard lock fixation. *Unfallchirurg* 97, 549–567.
- Krettek, C., Stephan, C., Schandelmaier, P., Richter, M., Pape, H.C., Miclau, T., 1999. The use of Poller screws as blocking screws in stabilising tibial fractures treated with small diameter intramedullary nails. *J. Bone Joint Surg. Br.* 81, 963–968.
- Küçükkaya, M., Karakoyun, Ö., Sökücü, S., Soydan, R., 2015. Femoral lengthening and deformity correction using the Fitbone motorized lengthening nail. *J. Orthop. Sci. Off. J. Jpn. Orthop. Assoc.* 20, 149–154. <https://doi.org/10.1007/s00776-014-0659-3>
- Kucukkaya, M., Sokucu, S., Thaller, P.H., 2015. Surgical Techniques for Lengthening and Deformity Correction of the Femur With Lengthening Nails. *Tech. Orthop.* 30, 183–188.
- Kulkarni, S.G., Varshneya, A., Kulkarni, S., Kulkarni, G.S., Kulkarni, M.G., Kulkarni, V.S., Kulkarni, R.M., 2012. Intramedullary nailing supplemented with Poller screws for proximal tibial fractures. *J. Orthop. Surg. Hong Kong* 20, 307–311.
- Kuriyama, S., Morimoto, N., Shimoto, T., Takemoto, M., Nakamura, S., Nishitani, K., Ito, H., Matsuda, S., Higaki, H., 2019. Clinical efficacy of preoperative 3D planning for reducing surgical errors during open-wedge high tibial osteotomy. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 37, 898–907. <https://doi.org/10.1002/jor.24263>
- León-Muñoz, V.J., Lisón-Almagro, A.J., López-López, M., 2019. Planning on CT-Based 3D Virtual Models Can Accurately Predict the Component Size for Total Knee Arthroplasty. *J. Knee Surg.* s-0039-1692645. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1692645>
- Lobenhoffer, P., Van Heerwaarden, R., 2009. Osteotomies around the Knee: Indications-Planning-Surgical Techniques using Plate Fixators. Georg Thieme Verlag, New York.
- Miniaci, A., Ballmer, F.T., Ballmer, P.M., Jakob, R.P., 1989. Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin. Orthop.* 250–259.

- Nha, K.-W., Kim, H.-J., Ahn, H.-S., Lee, D.-H., 2016. Change in Posterior Tibial Slope After Open-Wedge and Closed-Wedge High Tibial Osteotomy: A Meta-analysis. *Am. J. Sports Med.* 44, 3006–3013. <https://doi.org/10.1177/0363546515626172>
- Paley, D., 2015. PRECICE intramedullary limb lengthening system. *Expert Rev. Med. Devices* 12, 231–249. <https://doi.org/10.1586/17434440.2015.1005604>
- Paley, D., 2005. Principles of deformity correction. Springer, New York.
- Paley, D., Herzenberg, J.E., Tetsworth, K., McKie, J., Bhav, A., 1994. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop. Clin. North Am.* 25, 425–465.
- Paley, D., Tetsworth, K., 1992. Mechanical axis deviation of the lower limbs: preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin. Orthop.* 280, 48–64.
- Renson, L., Poilvache, P., Van den Wyngaert, H., 2014. Improved alignment and operating room efficiency with patient-specific instrumentation for TKA. *The Knee* 21, 1216–1220. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.09.008>
- Saragaglia, D., Chedal-Bornu, B., 2014. Computer-assisted osteotomy for valgus knees: medium-term results of 29 cases. *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR* 100, 527–530. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.04.002>
- Schröter, S., Elson, D., Ateschrang, A., Ihle, C., Stöckle, U., Dickschas, J., Harrer, J., 2017. Lower Limb Deformity Analysis and the Planning of an Osteotomy. *J. Knee Surg.* 30, 393–408. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1603503>
- Schröter, S., Ihle, C., Elson, D.W., Döbele, S., Stöckle, U., Ateschrang, A., 2016. Surgical accuracy in high tibial osteotomy: coronal equivalence of computer navigation and gap measurement. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA* 24, 3410–3417. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-3983-7>
- Song, E.-K., Seon, J.-K., Yim, J.-H., Netravali, N.A., Bargar, W.L., 2013. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. *Clin. Orthop.* 471, 118–126. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2407-3>
- Strecker, W., Keppler, P., Gebhard, F., Kinzl, L., 1997. Length and torsion of the lower limb. *J. Bone Joint Surg. Br.* 79, 1019–1023.
- Strecker, W., Kinzl, L., Keppler, P., 2001. [Corrective osteotomies of the distal femur with retrograde intramedullary nail]. *Unfallchirurg* 104, 973–983.
- Subburaj, K., Ravi, B., Agarwal, M., 2010. Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning. *Comput. Med. Imaging Graph. Off. J. Comput. Med. Imaging Soc.* 34, 277–288. <https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2009.11.003>
- Thaller, P.H., Degen, N., Fürmetz, J., Wolf, F., 2017. Längen-, Achs- und Torsionskorrekturen mit Distraktionsmarknägeln: Erfahrungen mit 5 verschiedenen Systemen. *Trauma Berufskrankh.* <https://doi.org/10.1007/s10039-017-0336-9>

Thaller, P.H., Wolf, F., Kucukkaya, M., 2014. Surgical Techniques for Lengthening and Deformity Correction of the Tibia With Lengthening Nails: Tech. Orthop. 29, 150–157.
<https://doi.org/10.1097/BTO.0000000000000074>

Van den Bempt, M., Van Genechten, W., Claes, T., Claes, S., 2016. How accurately does high tibial osteotomy correct the mechanical axis of an arthritic varus knee? A systematic review. The Knee. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.10.001>

Victor, Jan, Glabbeek, F.V., Sloten, J.V., Parizel, P.M., Somville, J., Bellemans, J., 2009. An Experimental Model for Kinematic Analysis of the Knee. J Bone Jt. Surg Am 91, 150–163.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00498>

Victor, J., Premanathan, A., 2013. Virtual 3D planning and patient specific surgical guides for osteotomies around the knee: a feasibility and proof-of-concept study. Bone Jt. J. 95-B, 153–158.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B11.32950>

Victor, J., Van Doninck, D., Labey, L., Innocenti, B., Parizel, P.M., Bellemans, J., 2009. How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? The Knee 16, 358–365.
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.01.001>

Witt, A.N., Jäger, M., 1977. [Results of animal experiments with an implantable femur distractor for operative leg lengthening (author's transl)]. Arch. Orthop. Unfallchir. 88, 273–279.
Zheng, G., Li, S., 2015. Computational Radiology for Orthopaedic Interventions. Springer.

10. Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: a) motorisiertes Plattensystem nach Witt und Jäger b) voll implantierbarer Verlängerungsmarknagel (Fitbone[®]).....</i>	<i>6</i>
<i>Abbildung 2: Verschiedene Durchmesser (9-18mm), Längen (180-310mm) und Hubstrecken (50-80mm) des PHENIX[®] Verlängerungsmarknagels</i>	<i>10</i>
<i>Abbildung 3: Schematische Darstellung der IM Korrektur (Varisierung) am distalen Femur; a) Richtung der Bohrung metaphysär b) ergibt spätere Position des Marknagels und hierüber Korrektur, Sicherung über Pollerschraube.....</i>	<i>12</i>
<i>Abbildung 4: Schematische Darstellung der IM Korrektur (grün) tibialer und femoraler Deformitäten (schwarz) mittels Marknagel (blau), dies wird insbesondere durch die Richtung des Aufbohrens mit starren Bohrern im metaphysären Teil erreicht a) Marknagel zur lateralen Kortikalis = Valgisierung, b) zur medialen Kortikalis = Varisierung, c) zur ventralen Kortikalis = Rekurvatur Die Pollerschraube wird stets an der konkaven Seite der Deformität platziert um ein Zurückweichen der Fragmente zu verhindern.....</i>	<i>12</i>
<i>Abbildung 5: a) Klinisches Beispiel mit femoral bedingter Beinverkürzung rechts und valgischer Achsabweichung, b) Detailausschnitt der Korrekturplanung an der LAIS, c) postoperatives Röntgenbild mit retrogradem Verlängerungsmarknagel und Pollerschraube nahe der Osteotomie, d) Kallusdistraction während der Verlängerungsphase, e) abschließende LAIS nach Implantatentfernung mit korrigierter Beinlänge und Beinachse</i>	<i>13</i>
<i>Abbildung 6: a) End Point First (EPF) Planungsmethode zur Korrektur einer varischen Tibia mittels hoher tibialer Osteotomie und IM Nagelung b) Planfeldmethode zur intraoperativen Achskontrolle (gestrichelte orange Linie zeigt einen Restvarus) c) deswegen intraoperative Biegung des Nagels zur Verbesserung der Korrektur d) postoperatives Röntgenbild e) regelrechtes Alignment nach Korrektur und Nagelentfernung (medialer proximaler Tibiawinkel 90°).....</i>	<i>16</i>
<i>Abbildung 7: Exzentrischer Eintrittspunkt und schräge metaphysäre Marknagelbahn zur Korrektur einer Varusdeformität und Schutz des anterioren Kortex durch die eingeschlagene Stahlhülse - intraoperative fluoroskopische Bilder und Beispiel an einem Tibiamodell.....</i>	<i>17</i>
<i>Abbildung 8: Transparentes 3D Knochenmodell mit relevanten knöchernen Landmarken und mechanischen Achsen, linke Ansicht anteroposterior, rechts sagittale Ansicht</i>	<i>18</i>
<i>Abbildung 9: Knöcherne Orientierungspunkte des distalen Femurs (Ansicht von kaudal nach kranial, links) und der proximalen Tibia (Ansicht von kranial nach kaudal, rechts) auf dem 3D-Modell. Schwarze Bereiche zeigen die mittlere Abweichung und die dünnen schwarzen Kreise die mittlere Abweichung plus 1 Standardabweichung.</i>	<i>19</i>
<i>Abbildung 10: A) Frontalansicht 3D-Modell mit Winkel am proximalen Femur (Neck-Shaft-Angle NSA, medialer proximaler Femurwinkel MPFA, lateraler proximaler Femurwinkel LPFA) B).....</i>	<i>20</i>
<i>Frontal- und Sagittalansicht mit mechanischer Femur- und Tibiaachse und Gelenkwinkel (mechanischer distaler Femurwinkel mL DFA, mechanischer proximaler Tibiawinkel MPTA, joint line convergence angle JLCA)</i>	<i>20</i>

Abbildung 11: Transparente Darstellung 3D-Modelle Femur und Tibia mit Torsionsbestimmung (links), durchschnittlicher Verlauf mechanische Beinachse in Höhe des Tibiaplateaus (rechts).....20

11. Danksagung

Zuallererst möchte ich mich bei Herrn Prof. Wolfgang Böcker bedanken, der über die letzten Jahre meine klinische und wissenschaftliche Arbeit stets uneingeschränkt unterstützte. Weiter gilt mein spezieller Dank Dr. Peter Thaller, der als Arbeitsgruppenleiter der 3D-Chirurgie maßgeblich einige der hier beschriebenen Techniken entwickelt und dadurch die Deformitätenchirurgie mit Marknagelung auf ein besonderes Niveau gehoben hat. Dank seiner Expertise und akribischer Datensammlung konnten gemeinsam einige Publikationen verwirklicht werden. Zudem hat er mich in der Weiterentwicklung der Methodik in punkto 3D Analyse und Planung mit unterstützt. Zudem möchte ich mich bei Dr. Florian Wolf und Dr. Nikolaus Degen und allen weiteren Mitgliedern der Arbeitsgruppe 3D-Chirurgie für die gute Zusammenarbeit in den letzten Jahren bedanken.

Mein weiterer Dank gilt PD Dr. Wolf Christian Prall für seine klinische und wissenschaftliche Unterstützung und Begeisterung. Zudem möchte ich auch meinem Kollegen Dr. Alexander Keppler für sein Engagement und seinen Einsatz im Bereich der Mobilitätsforschung danken. Abschließend gilt mein besonderer Dank meiner Familie und ganz besonders meiner Frau Anne, die mir größten Rückhalt gibt und mich immer unterstützt.

12 Verzeichnis der wissenschaftlichen Veröffentlichungen

Originalarbeiten als Erst- oder Letztautor:

1. Tibial and femoral osteotomies in varus deformities - radiological and clinical outcome. **Fürmetz J**, Patzler S, Wolf F, Degen N, Prall WC, Soo C, Böcker W, Thaller PH. BMC Musculoskelet Disord. 2020 Mar 31;21(1):201. (*IF 2018 2,002*)
2. AM Keppler, J Holzschuh, D Pfeufer, C Neuerburg, C Kammerlander, W Böcker, **J Fürmetz**. Postoperative physical activity in orthogeriatric patients – new insights with continuous monitoring. Injury. 2020 Mar;51(3):628-632. (*IF 2018 1.834*)
3. Degen N, Sass J, Jalali J, Kovacs L, Euler E, Prall WC, Böcker W, Thaller PH, **Fürmetz J**. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Reference values and sex-related differences. Knee. 2019 Dec 2. pii: S0968-0160(19)30289-3. (*IF 2018 1,762*)
4. Keppler AM, Nuritidinow T, Mueller A, Hoefling H, Schieker M, Clay I, Böcker W, **Fürmetz J**. Validity of accelerometry in step detection and gait speed measurement in orthogeriatric patients. PLoS One. 2019 Aug 30;14(8):e0221732. (*IF 2018 2,766*)
5. **Fürmetz J**, Sass J, Ferreira T, Jalali J, Kovacs L, Mück F, Degen N, Thaller PH. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Accuracy and reliability. Knee. 2019 Jan;26(1):185-193. doi: 10.1016/j.knee.2018.10.011. (*IF 2017 1.976*)
6. Thaller PH, **Fürmetz J***, Chen F, Degen N, Manz KM, Wolf F. Bowlegs and Intensive Football Training in Children and Adolescents. Dtsch Arztebl Int. 2018 Jun 15;115(24):401-408. doi: 10.3238/arztebl.2018.0401. (*IF 2017 4.275*)
*) geteilte Erstautorenschaft
7. **Fürmetz J**, Kold S, Schuster N, Wolf F, Thaller PH. Lengthening of the humerus with intramedullary lengthening nails-preliminary report. Strategies Trauma Limb Reconstr. 2017 Aug;12(2):99-106. doi: 10.1007/s11751-017-0286-6. (*IF 2017 1.29*)
8. **Fürmetz J**, Bösl S, Schilling J, Wolf F, Degen N, Thaller PH. Blocking screws for alignment control in intramedullary limb lengthening. Injury. 2017 Jul;48(7):1597-1602. doi: 10.1016/j.injury.2017.03.043. (*IF 2017 1.894*)
9. **Fürmetz J**, Soo C, Behrendt W, Thaller PH, Siekmann H, Böhme J, Josten C. Bone Transport for Limb Reconstruction Following Severe Tibial Fractures. Orthop Rev (Pavia). 2016 Mar 31;8(1):6384. doi: 10.4081/or.2016.6384. (*IF 2016 0,4*)

Originalarbeiten als Co-auteur:

1. Prall WC, Rieger M, **Fürmetz J**, Haasters F, Mayr HO, Böcker W, Kusmenkov T. Schatzker II tibial plateau fractures: Anatomically precontoured locking compression plates seem to improve radiological and clinical outcomes. Injury. 2020 Jul 5:S0020-1383(20)30571-4. doi: 10.1016/j.injury.2020.07.012. (*IF 2018 1,834*)

2. Prall WC, Kusmenkov T, Schmidt B, Fürmetz J, Haasters F, Naendrup JH, Böcker W, Shafizadeh S, Mayr HO, Pfeiffer TR. Cancellous allogenic and autologous bone grafting ensure comparable tunnel filling results in two-staged revision ACL surgery. Arch Orthop Trauma Surg. 2020 Apr 1. doi: 10.1007/s00402-020-03421-7. Online ahead of print.PMID: 32239328 (*IF 2018 2,021*)
3. Baumbach SF, Pfahler V, Bechtold-Dalla Pozza S, Feist-Pagenstert I, **Fürmetz J**, Baur-Melnyk A, Stumpf UC, Saller MM, Straube A, Schmidmaier R, Leipe J. How We Manage Bone Marrow Edema-An Interdisciplinary Approach. J Clin Med. 2020 Feb 18;9(2). pii: E551. (*IF 2018 5,583*)
4. Stefan P, Pfandler M, Lazarovici M, Weigl M, Navab N, Euler E, **Fürmetz J**, Weidert S. Three-dimensional-Printed Computed Tomography-Based Bone Models for Spine Surgery Simulation. Simul Healthc. 2020 Feb;15(1):61-66. (*IF 2018 2,34*)
5. Mueller A, Hoefling HA, Muaremi A, Praestgaard J, Walsh LC, Bunte O, Huber RM, **Fürmetz J**, Keppler AM, Schieker M, Böcker W, Roubenoff R, Brachat S, Rooks DS, Clay I. Continuous Digital Monitoring of Walking Speed in Frail Elderly Patients: Noninterventional Validation Study and Longitudinal Clinical Trial. JMIR Mhealth Uhealth. 2019 Nov 27;7(11):e15191. (*IF 2018 4,301*)
6. Thaller PH, **Fürmetz J**, Degen N, Eilers T, Euler E, Wolf F. Intraoperative customization of intramedullary nails - First results. Injury. 2019 Aug;50 Suppl 3:11-16. doi: 10.1016/j.injury.2019.06.019. (*IF 2018 1.834*)
7. Wolf F, Bösl S, Degen N, **Fürmetz J**, Thaller PH. Impacted Steel Sleeves for a minimally invasive approach in intramedullary nailing. Injury. 2019 Aug;50 Suppl 3:4-10. doi: 10.1016/j.injury.2019.07.033. (*IF 2018 1.834*)
8. Prall WC, Kusmenkov T, **Fürmetz J**, Haasters F, Mayr HO, Böcker W, Grote S. Outcomes of revision anterior cruciate ligament reconstruction secondary to reamer-irrigator-aspirator harvested bone grafting. Injury. 2019 Feb;50(2):467-475. doi: 10.1016/j.injury.2018.12.020. (*2018 IF 1.834*)
9. Stefan P, Habert S, Winkler A, Lazarovici M, **Fürmetz J**, Eck U, Navab N. A radiation-free mixed-reality training environment and assessment concept for C-arm-based surgery. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2018 Sep;13(9):1335-1344. doi: 10.1007/s11548-018-1807-6. (*IF 2017 1.863*)
10. Siebenbürger G, Zeckey C, **Fürmetz J**, Ockert B, Böcker W, Helfen T. Medical speciality, medication or skills: key factors of prehospital joint reduction. A prospective, multicenter cohort study. Eur J Trauma Emerg Surg. 2018 Aug;44(4):643. doi: 10.1007/s00068-018-0943-6. (*IF 2017 0.895*)
11. Thaller PH, **Fürmetz J**, Wolf F, Eilers T, Mutschler W. Limb lengthening with fully implantable magnetically actuated mechanical nails (PHENIX®)-preliminary results. Injury. 2014 Jan;45 Suppl 1:S60-5. doi: 10.1016/j.injury.2013.10.029. (*IF 2014 2.137*)
12. Koelsch S, **Fuermetz J**, Sack U, Bauer K, Hohenadel M, Wiegel M, Kaisers UX, Heinke W. Effects of Music Listening on Cortisol Levels and Propofol Consumption during Spinal Anesthesia. Front Psychol. 2011 Apr 5;2:58. doi: 10.3389/fpsyg.2011.00058. (*IF 2011 2,28*)

Kasuistiken:

1. Gleich J, **Fürmetz J**, Kamla C, Pedersen V, Böcker W, Keppler AM. Gluteal compartment syndrome after immobilization following opioid abuse. Unfallchirurg. 2020 Mar 5. *(IF 2019 0.710)*
2. **Fürmetz J**, Siebenbürger G, Herterich V, Böcker W. Tendonitis calcarea of the piriformis muscle in a young amateur athlete. 3. Orthopade. 2018 Jan;47(1):73-76. doi: 10.1007/s00132-017-3481-8. *(IF 2017 0.629)*

Reviews

Stefan P, Pfandler M, Wucherer P, Habert S, **Fürmetz J**, Weidert S, Euler E, Eck U, Lazarovici M, Weigl M, Navab N. Team training and assessment in mixed reality-based simulated operating room : Current state of research in the field of simulation in spine surgery exemplified by the ATMEOS project. Unfallchirurg. 2018 Apr;121(4):271-277. doi: 10.1007/s00113-018-0467-x. *(IF 2017 0.467)*

Buchkapitel

Thaller P, **Fürmetz J**. Cable technique with a medial monorail for bone transport and extended soft tissue access for reconstruction of more than 16 cm of tibial bone. In: Rozbruch SR, Hamdy RC (Hrsg.) Limb Lengthening and Reconstruction Surgery Case Atlas. Berlin: Springer; 2015. S. 353-8 ISBN: 978-3-319-18019-9

Sonstige Publikationen

1. **Fürmetz J**, Schieker M, Böcker W. Knochenmarködemsyndrome. Ein Literaturüberblick. Osteologie. 2017 26(2): 67-73.
2. Thaller PH, Degen N, **Fürmetz J**, Wolf F (2017). Längen-, Achs- und Torsionskorrekturen mit Distraktionsmarknägeln – Erfahrungen mit 5 verschiedenen Systemen. Trauma Berufskrank. 2017 19:182–190
3. Brandmaier P, **Fürmetz J**, Kahn T. Multidetector-Polytrauma CT bei Verletzungen des Gastrointestinaltraktes - Fallbeispiele & Pitfalls. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Radiologie 184(S 01) · May 2012 DOI: 10.1055/s-0032-1311480
4. **Fürmetz J**, Josten C. Lokale Antibiotikaapplikation. OP-JOURNAL 2009; 25: 202–206. DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1186230>